

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

COMME EXIGENCE PARTIELLE
DE LA MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR
DOMINIQUE MAILHOT

ÉVALUATION DES DÉFICITS BIOMÉCANIQUES ET EFFET DES
TRAITEMENTS PAR TRACTIONS SUR LES SUJETS AYANT SUBIS UN COUP
DE FOUET CERVICAL

JUIN 2007

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire ou de cette thèse a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire ou de sa thèse.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

RÉSUMÉ

Les publications scientifiques récentes suggèrent que les patients souffrant de désordres reliés au coup de fouet cervical présentent des déficits sensori-moteurs au niveau du contrôle des mouvements de la tête et du cou ainsi que des déformations structurales de la lordose cervicale. De plus, plusieurs recherches montrent l'efficacité des tractions cervicales combinées à des manipulations vertébrales et à des exercices de correction de posture pour rétablir la lordose. L'objectif de cette recherche est de quantifier l'effet des tractions en compression-extension sur la posture, l'alignement cervical et les paramètres de production de force lors de contractions isométriques chez les sujets ayant subi un coup de fouet cervical.

Quinze sujets ayant subi un coup de fouet cervical dans les cinq dernières années et présentant de la douleur ou des incapacités ont participé à cette étude. Les sujets ont été divisés aléatoirement en groupe expérimental ($n = 8$) et en groupe contrôle ($n = 7$). L'évaluation des sujets a été effectuée au début de l'expérimentation ainsi qu'à la fin des traitements pour le groupe expérimental ou neuf semaines plus tard pour le groupe contrôle. Les variables dépendantes mesurées ont été la perception de la douleur, le degré d'incapacité cervicale, la qualité de vie liée à la santé psychique et physique, l'antériorité de la tête, les angles des tangentes postérieures au niveau cervical et les rotations et translations au niveau de la tête. De plus, la force isométrique maximale des fléchisseurs et extenseurs du cou a été mesurée à l'aide d'une jauge de force. Les variables mesurées incluaient le temps pour atteindre le pic de force, la variabilité du pic de force et l'erreur

absolue du pic de force. Lors de ces tests de force, l'électromyographie des sterno-cléido-mastoïdiens et des para-spinaux du cou a été mesurée pour un travail isométrique correspondant à 50% et 75% de la force musculaire maximale. Les variables dépendantes mesurées ont été le temps de bouffée et l'amplitude.

L'analyse des résultats laisse voir que le temps moyen pour atteindre le pic de force et le temps moyen de bouffée électromyographique ont augmenté significativement chez le groupe contrôle. La quantité d'activité musculaire des para-spinaux a diminué significativement chez le groupe expérimental. L'antériorité de la tête a diminué significativement chez le groupe expérimental et a augmenté significativement chez le groupe contrôle. Le résultat du SF-36 a démontré une amélioration significative de la capacité physique chez le groupe expérimental. L'incapacité cervicale, évaluée à l'aide de l'échelle d'incapacité cervicale, a diminué significativement chez le groupe expérimental. L'échelle analogue de douleur visuelle standard a montré une diminution significative de la douleur chez le groupe expérimental.

Nos résultats démontrent que les tractions ont une amélioration sur la posture ainsi que l'alignement cervical des sujets. Par contre, cette amélioration ne semble pas être aussi prononcée que lorsque les tractions sont combinées avec des exercices et ajustements vertébraux. Les résultats de cette étude suggèrent également que les tractions pourraient être bénéfiques pour diminuer la douleur et l'incapacité cervicale ainsi qu'améliorer la qualité de vie chez les sujets ayant subi un coup de fouet cervical.

ABSTRACT

Recent scientific publications suggest that patients suffering from whiplash associated disorders (WAD) exhibit sensori-motor deficits when controlling head and neck movements as well as structural deformations of the cervical lordosis configuration. Also, many researches demonstrate the efficiency of cervical tractions combined with posture correction exercises and vertebral adjustments to reinstate the lordosis. The purpose of this study is to quantify the effect of compression-extension tractions on posture, cervical alignment, and force production parameters during isometric contractions in WAD patients.

Fifteen subjects suffering from pain or disability after being involved in a road traffic accident in the last five years participated in this study. The subjects were randomly divided into an experimental group ($n = 8$) and a control group ($n = 7$). The subjects' evaluations were completed at the beginning of the experimentation and after the treatments for the experimental group or nine weeks later for the control group. Dependent variables measured were perception of pain levels, degree of cervical disability, quality of life related to physical and mental health, forward head posture, cervical posterior tangent angles and head rotation angles and translations. Maximum isometric force of the neck flexors and extensors was measured using a force gage. Variables measured included time to peak force, peak force variability and absolute error in peak force. During these force tests, electromyography of the sternocleidomastoideus

and paraspinal muscles was measured at 50% and 75% of the maximal muscular force. Dependent variables were EMG burst duration and amplitude.

Analysis of results shows that the average time to peak and the electromyographic burst duration increased significantly in the control group. Muscular activity of the paraspinal muscles decreased significantly in the experimental group. Forward head posture significantly decreased in the experimental group and significantly increased in the control group. The SF-36 questionnaire demonstrates a significant improvement of physical capacities in the experimental group. The NDI reveals a significant reduction of cervical disability in the experimental group. The VAS shows a significant diminution of pain in the experimental group.

Our results demonstrate that compression-extension tractions have a positive effect on posture and cervical alignment. However, this improvement is not as pronounced as when tractions are combined with correction exercises and vertebral adjustments. Our results also suggest that tractions could be beneficial to reduce pain and cervical disability as well as improve quality of life in patients suffering from WAD.

REMERCIEMENTS

En terminant, je tiens à remercier tous ceux qui ont contribué à l'avancement de mon projet de mémoire en m'aidant à plusieurs niveaux et qui m'ont permis d'arriver aux résultats présentés dans ce document. En premier lieu, je remercie mon directeur de maîtrise, Dr Martin C. Normand, pour le temps qu'il m'a accordé et pour le rôle de guide qu'il a joué. Je dois aussi beaucoup à Dr Martin Descarreaux qui m'a apporté une aide précieuse avec l'analyse des données. Je remercie également M. Pierre Black pour son aide dans la préparation des montages en laboratoire. En dernier lieu, je désire remercier Mme Marie-Anne Lapointe qui a généreusement participé à la correction de ce mémoire.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
RÉSUMÉ.....	i
ABSTRACT.....	iv
REMERCIEMENTS.....	v
LISTE DES TABLEAUX.....	viii
LISTE DES FIGURES.....	x
 CHAPITRES	
I. INTRODUCTION.....	1
Contexte.....	1
Description du mécanisme de la blessure.....	5
Réadaptation structurale versus fonctionnelle.....	6
Courbure cervicale optimale.....	9
Activation musculaire.....	11
Problématique.....	11
Objectifs.....	12
II. MÉTHODOLOGIE.....	13
Sujets.....	13
Procédures.....	14
Mesures.....	17
Analyse statistique.....	24

III. RÉSULTATS.....	26
Force.....	26
Électromyographie.....	27
Analyse posturale.....	33
Analyse radiographique.....	35
Questionnaires.....	36
IV. DISCUSSION.....	38
Force.....	38
Électromyographie.....	40
Radiographies et posture.....	41
Questionnaires.....	45
V. CONCLUSION.....	46
VI. RÉFÉRENCES.....	47

LISTE DES TABLEAUX

Tableaux	Page
1. Les valeurs des mesures radiographiques du modèle de la courbe cervicale optimale et moyenne.....	10
2. Données moyennes des caractéristiques des sujets.....	14
3. Résultats moyens, écarts-types et les valeurs de probabilités des données de force pour le groupe expérimental et contrôle en pré test et post test.....	28
4. Résultats moyens et écarts-types pour les données de temps de bouffée d'activité musculaire pour le groupe expérimental et contrôle en pré test et post test.....	30
5. Résultats de l'analyse de variance sur les temps moyens de bouffée de l'activité musculaire.....	30
6. Résultats moyens, écarts-types et interactions groupe x temps des données de coactivation pour le groupe expérimental et contrôle en pré test et post test.....	33
7. Résultats des mesures des radiographies pour les sujets du groupe expérimental en comparaison aux valeurs moyennes normales et idéales.....	36

LISTE DES FIGURES

Figures	Page
1. Représentation de l'alordose cervicale.....	3
2. Représentation de la cyphose cervicale.....	3
3. Mécanisme du coup du lapin.....	6
4. Illustrations des différents types de tractions de Harrison.....	8
5. Le modèle cervical sphérique selon Harrison.....	10
6. Dispositif expérimental de l'étude.....	15
7. Installation des sujets lors de la première séance de tractions.....	16
8. Installation des sujets lors des tractions en extension.....	16
9. Installation des sujets lors des tractions en extension compression...	16
10. Le calcul des tangentes postérieures.....	18
11. Le calcul de l'angle de rotation absolue.....	19
12. Le tracé qualitatif comparant la courbure cervicale à un arc de cercle de 63°.....	19
13. La translation antérieure de la tête.....	20
14. Exemple des résultats obtenus avec le système PosturePrint.....	21
15. Installation des sujets lors des tests de production de force.....	23
16. Exemple d'un graphique de force où le temps pour atteindre le pic de force est représenté par la distance horizontale entre les points 1 et 2.....	26
17. Résultats moyens des temps pour atteindre le pic de force pour les deux groupes expérimentaux.....	27
18. Exemple d'activité électromyographique où le temps de bouffée est représenté par la distance horizontale entre les points 1 et 2.....	29

19.	Exemple d'activité électromyographique où la quantité d'activité musculaire est représentée par la partie grise du graphique.....	31
20.	Exemple d'activité électromyographique où l'enveloppe linéaire des agonistes et antagonistes est représentée.....	32
21.	Illustration de la translation de la tête selon l'axe des Z.....	33
22.	Résultats moyens des déviations de la tête selon l'axe des Z pour les deux groupes expérimentaux en pré et en post test.....	34
23.	Radiographies latérales d'un sujet du groupe traitement dont la translation antérieure de la tête a diminuée.....	35

CHAPITRE I

Introduction

Contexte

Il est bien connu que les troubles cervicaux constituent un des problèmes les plus coûteux auxquels le monde de la santé et du travail doit faire face et ce, depuis un bon nombre d'années (2003). En effet, en Amérique du Nord, 66,7% de la population souffre de maux de cou chroniques à un moment donné au courant de leur vie (Sarig-Bahat, 2003). Les problèmes cervicaux proviennent principalement de mauvaises habitudes posturales, de dégénérescence articulaire et de traumatismes divers (Harrison, Harrison, Betz, Janik, Holland, Colloca et Haas, 2003). Dans cette recherche, nous nous attardons au maux de cou provenant des traumatismes de la route et plus précisément chez les gens qui ont subi un « coup du lapin » ou un coup de fouet cervical.

Selon Mayou et Bryant (1996), les blessures au cou dû à un accident de la route représentent une sorte d'épidémie moderne. En effet, 62 % des passagers de véhicules impliqués dans un accident, développent de la douleur cervicale par la suite (Deans, Magalliard, Kerr et Rutherford, 1987). Plus spécifiquement, le coup de fouet cervical, survient typiquement lorsqu'une voiture immobilisée est frappée par l'arrière. L'incidence du coup de fouet cervical est d'environ 4 individus sur 1000 et cela annuellement (Eck, Hodges et Humphreys, 2001). En 1995, on estimait le nombre de victimes du coup de fouet cervical au Canada à 250 000. De ce nombre, 43% souffriront

de symptômes à long terme (Bannister et Gargan, 1993). De plus, si les symptômes persistent plus de trois mois après le traumatisme, il y a 90% des chances qu'ils demeurent permanents (Gargan et Bannister, 1994). Ce sont ces cas chroniques qui contribuent le plus aux coûts provenant de cette condition (Sterling, 2004).

Par ailleurs, il est prouvé que divers problèmes caractérisent les sujets ayant subi un coup de fouet cervical. Premièrement, ils présentent fréquemment des amplitudes de mouvement diminuées, associées à une translation antérieure de la tête (Harrison, 2002). Une autre conséquence commune de ce traumatisme est une déformation structurale de la lordose cervicale, soit le redressement (figure 1) ou le renversement (figure 2) de la courbure cervicale (Marshall et Tuchin, 1996). L'alordose est représentée par un alignement rectiligne des corps vertébraux tandis que la cyphose est représentée par une convexité postérieure plutôt qu'antérieure, normalement observée en lordose. En effet, selon Ettlin, Kischka et al. (1992), 68 % des gens ayant subi un coup de fouet cervical présentent une perte de la lordose cervicale.



Figure 1. Représentation de l'alordose cervicale



Figure 2. Représentation de la cyphose cervicale

Une diminution de la lordose cervicale entraîne plusieurs répercussions néfastes. Premièrement, des études montrent que des patients ayant une lordose cervicale moins prononcée ont une augmentation significative de douleurs cervicale et thoracique ainsi qu'un état de santé globale plus pauvre que des sujets ayant une lordose normale (Ettlin et al., 1992; Harrison, 2002; Lowery, 1996). De plus, lors d'une étude clinique chez 30 sujets présentant de la douleur cervicogénique, Harrison, Cailliet, Harrison, Janik et Holland (2002) constatent que les patients ayant une amélioration de la lordose cervicale perçoivent moins de douleur cervicale ainsi que moins de limitations fonctionnelles qu'auparavant ; ce qui laisse voir le lien entre les symptômes et les changements structuraux. Ensuite, diverses études indiquent qu'une perte de lordose favorise les changements dégénératifs au niveau des corps vertébraux (Harrison, Harrison, Janik, William Jones, Cailliet et Normand, 2001; Matsunaga, Onishi et Sakou, 2001). Finalement, en analysant 6000 sujets souffrants de céphalées chroniques, Braaf et Rosner (1975) trouvent que l'anomalie la plus fréquente était la perte ou l'inversion de la lordose cervicale. En plus d'avoir des conséquences cliniques, l'absence de lordose semble être anormale d'un point de vue biomécanique. En effet, l'étude de Holmes, Han, Dang, Chen, Wang et Fang (1996) démontrent que la courbure cervicale d'un cadavre, isolée et placée verticalement, adoptera une lordose de 40° de C2 à C7. Ceci constituerait l'état d'équilibre entre les ligaments postérieurs et antérieurs.

Description du mécanisme de la blessure

Le «Quebec Task Force on Whiplash-Associated Disorders» définit le coup de fouet cervical comme étant un mécanisme d'accélération et de décélération qui transfère de l'énergie cinétique au cou. Au moment de l'impact, le véhicule est accéléré vers l'avant. L'accélération du siège de l'auto provoque une translation antérieure du tronc et des épaules tandis que la tête, n'étant soumise à aucune force, reste statique dans l'espace. Kaneoka, Ono, Inami et Hayashi (1999) montrent que l'accélération du tronc entraîne une rotation postérieure des vertèbres, commençant par C6 et montant graduellement vers les hautes cervicales. Ceci veut dire que les basses cervicales sont en extension tandis que les hautes cervicales sont encore en flexion ce qui cause la colonne cervicale à adopter une forme en S (figure 3a). Bogduk et Yoganandan (2001) suggèrent que les blessures surviendraient durant cette phase initiale dû à une séparation anormale des éléments antérieurs de la colonne cervicale ainsi qu'un engrenage des facettes articulaires zygapophysaires. Par la suite, les hautes cervicales partent également en extension ce qui a pour conséquence de provoquer une extension forcée du cou (figure 3b). Suite à cette extension, l'inertie de la tête est surmontée et cette dernière est projetée vers l'avant (figure 3c). Le cou joue ensuite le rôle d'un levier qui augmente l'accélération avant de la tête et induit une flexion forcée du cou (figure 3d) (Spitzer, Skovron, Salmi, Cassidy, Duranceau, Suissa et Zeiss, 1995). En plus des blessures survenant au niveau des tissus mous et osseux, des déficits aux niveaux moteur, sensoriel et psychologique sont observés chez les gens ayant subi un coup de fouet cervical. Les déficits moteurs comprennent une diminution de l'amplitude du mouvement cervical

ainsi que des patrons de recrutement musculaire modifiés au niveau cervical et dans les membres supérieurs (Jull, 2000; Nederhand, Ijzerman et Hermens, 2000). Des troubles au niveau des mécanismes de contrôle postural tel que des déficits d'équilibre, d'éveil kinesthésique et de contrôle du mouvement oculaire sont également observés (Tjell et Rosenhall, 1998; Treleaven, Jull et Sterling, 2003). D'autres études démontrent que des altérations dans les mécanismes neurobiologiques du traitement de douleur se produiraient dans le système nerveux central (Curatalo, Peterson-Felix, Arendt-Nielson, Giani, Zbinden et Radanov, 2001; Sterling, Treleaven, Edwards et Jull, 2002).

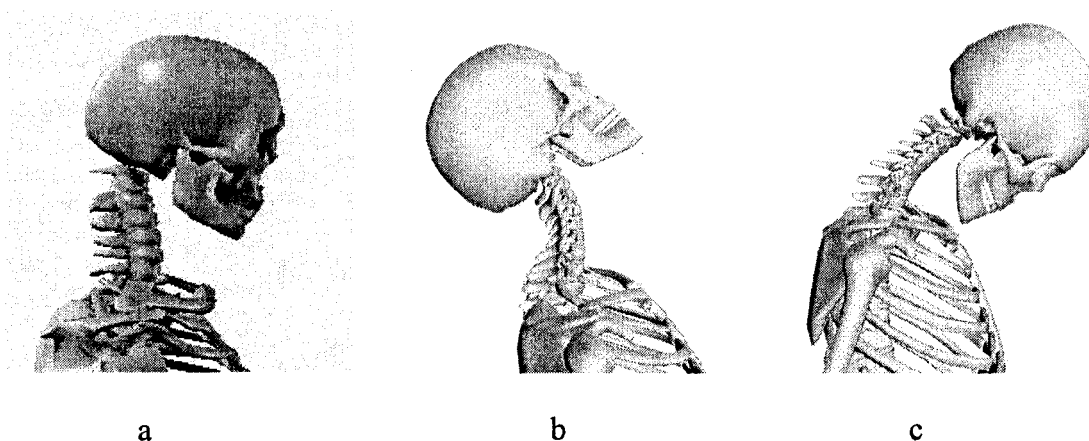


Figure 3. Mécanisme du coup du lapin.

Réadaptation structurale versus fonctionnelle

L'approche traditionnelle de traitement pour les maux de cou chroniques est d'utiliser une réadaptation fonctionnelle qui est centrée sur l'amélioration de la qualité du

mouvement dans le but d'améliorer la capacité à effectuer des activités quotidiennes. La réadaptation fonctionnelle est accomplie à l'aide de thérapies conventionnelles qui utilisent soit des méthodes passives (repos, stimulations électriques, immobilisation) ou actives (programmes d'exercices de renforcement et d'étirement) qui augmentent l'amplitude de mouvement et diminuent la douleur et la tension musculaire (Verhagen, Scholten-Peeters, Van Wijngaarden, de Bie et Bierma-Zeinstra, 2007). Cette approche, malgré son efficacité à court terme, n'apporte qu'un soulagement temporaire et a peu d'effets sur la configuration structurale de la colonne cervicale (Harrison, 2002).

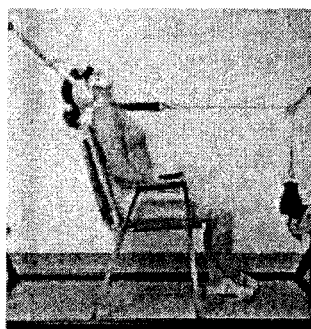
Verhagen et al. (2007) évaluent l'efficacité des traitements conservateurs dans vingt-trois études effectués sur des sujets ayant subi un coup de fouet cervical et ne trouvent qu'aucun traitement n'est clairement efficace. En effet, aucun traitement conventionnel n'a prouvé son efficacité pour traiter les cas de chronicité (Woodward, Cook, Gargan et Bannister, 1996).

Une réadaptation structurale, contrairement à une réadaptation fonctionnelle, consiste à modifier les courbures de la colonne pour l'amener vers un alignement postural optimal. Cela peut être accompli à l'aide de tractions, d'exercices et d'étirements (Harrison, 2002). De plus, il ne faut pas oublier le principe physique que la structure détermine la fonction et qu'ainsi, une correction structurale de la colonne cervicale entraînera des améliorations au plan fonctionnel. Nous savons que le coup de fouet cervical entraîne des modifications structurales en diminuant la lordose cervicale. Par conséquent, il paraît approprié de favoriser un traitement qui agit sur la structure de la

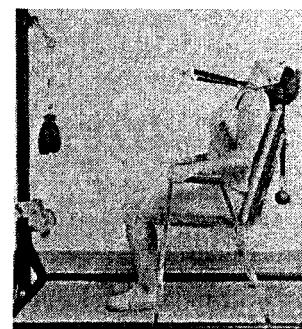
courbe cervicale. L'effet des traitements par tractions sur le rétablissement de la lordose cervicale est documenté par plusieurs recherches (Ferrantelli, Harrison, Harrison et Stewart, 2005; Harrison, Jackson, Troyanovich, Robertson, De George et Barker, 1994; Harrison et al., 2002; Harrison et al., 2003). Les travaux de Harrison et al. (1994; 2002; 2003) présentent des améliorations significatives de la lordose suite à différents types de tractions, soit en compression-extension en extension bi-directionnelles et en extension-compression bidirectionnelles (figure 4). Par contre, lors de ces recherches, les tractions sont toujours combinées à des manipulations vertébrales ou à des exercices miroirs de correction posturale. Il serait donc intéressant de vérifier l'effet des tractions sur les gens ayant subi un coup de fouet cervical. Lors de notre recherche, nous voulons documenter l'efficacité des traitements par tractions en extension-compression utilisées sans autres formes de traitement.



Compression-extension



Extension à deux
directions



Extension-compression
À deux directions

Figure 4. Illustrations des différents types de tractions de Harrison.

Courbure cervicale optimale

La présence de courbures rachidiennes augmente la résistance de la colonne aux efforts de compression axiale. En effet, la résistance est proportionnelle au carré du nombre de courbures plus un ($R=N^2+1$) (Harrison, 2002). Cela veut dire qu'une colonne présentant trois courbures ($R=3^2+1=10$), comme la colonne vertébrale, est dix fois plus résistante aux forces de compression qu'une colonne rectiligne ($R=0^2+1=1$). Une colonne vertébrale présentant une alordose cervicale ($R=2^2+1=5$) est donc deux fois moins résistante qu'une colonne vertébrale optimale. La perte de l'alignement cervical optimal entraîne des déséquilibres musculaires qui empêchent le corps de surmonter les contraintes auxquelles il doit faire face (Harrison, 2002). De plus, la présence de la lordose cervicale semble normale chez les humains car nous pouvons l'observer dès un jeune âge. En effet, Bagnall, Harris et Jones (1977) ont démontré qu'à partir de 9.5 semaines, 83% des fœtus ont déjà une courbure cervicale qui présente une lordose.

Harrison, Janik, Troyanovich et Holland (1996) définissent la courbe cervicale optimale comme étant un arc de cercle de 63° de C1 à T1. La figure 5 illustre ce modèle de lordose cervicale optimale avec les tangentes postérieures qui sont tracées sur l'arrière des corps vertébraux de C2 à C7. Nous pouvons alors mesurer les angles segmentaires en utilisant les tangentes des vertèbres adjacentes. Cela nous donne des mesures bien précises des angles optimales que nous devons trouver entre chacune des vertèbres (figure 5). De plus, Harrison et al. (1996) publient un modèle de courbe cervicale moyenne en utilisant des données d'une base de 252 sujets asymptomatiques. Les valeurs

de ce modèle sont illustrées dans le Tableau 1. Pour vérifier les effets d'un traitement sur la courbe cervicale il est proposé de comparer les mesures des radiographies des sujets à l'un ou à l'autre de ces deux modèles.

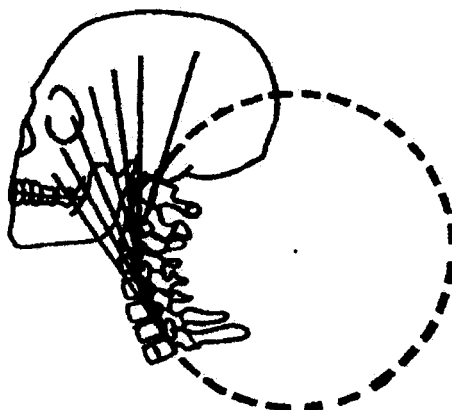


Figure 5. Le modèle cervical sphérique optimal selon Harrison (1996).

Tableau 1

Les valeurs des mesures radiographiques du modèle de la courbe cervicale optimale et moyenne (Harrison, 2002)

Mesure	Valeur moyenne	Valeur idéale
Translation antérieure (mm)	15	0
ARA C2-C7 (°)	34	42
RRA C2-C3 (°)	7,8	9,4
RRA C3-C4 (°)	6,6	8,2
RRA C4-C5 (°)	7,2	8,2
RRA C5-C6 (°)	5,9	8,2
RRA C6-C7 (°)	6,6	8,2

Activation musculaire

La perte de la courbure cervicale optimale, a également des répercussions sur l'activation musculaire. En effet, Watson et Trott (1993) montrent que les patients présentant une translation antérieure de la tête ont un niveau d'endurance musculaire et de force isométrique cervicale moindre que les patients ne présentant aucune translation antérieure de la tête. De plus, les publications récentes montrent que les patients souffrants d'un coup de fouet cervical présentent des déficits sensorimoteurs au niveau du contrôle des mouvements de la tête et du cou (Jull, Kristjansson et Dall'Alba, 2004; Sterling, Jull, Vicenzino, Kenardy et Darnell, 2003; Treleaven, Jull et Lowchoy, 2006). En effet, une étude effectuée à l'Université du Québec à Trois-Rivières (Descarreaux, Mayrand et Raymond, sous presse) laisse voir des différences entre les sujets ayant subi un coup de fouet cervical et les sujets sains. Entre autre, la force maximale isométrique des fléchisseurs et extenseurs du cou est plus élevée chez les sujets sains. De plus, les sujets sains atteignent le maximum de force plus rapidement que les sujets atteints. Il serait donc intéressant de vérifier l'effet des traitements par tractions sur ces paramètres de production de force.

Problématique

Jusqu'à maintenant, nous avons vu que les blessures du coup de lapin ont un impact sur la structure de la colonne cervicale. Nous avons également observé qu'une déformation au niveau cervical telle qu'une perte de lordose a des conséquences au niveau de la santé (céphalées et douleurs cervicale et thoracique) ainsi que sur la posture

corporelle et l'activation des muscles. De plus, nous avons établi que les traitements conventionnels se concentrant sur une réadaptation fonctionnelle ne se révèlent pas efficaces pour corriger la courbure cervicale. Nous trouvons donc essentiel de se pencher sur un traitement qui tient compte de la structure cervicale telle que les tractions selon le «Chiropractic Biophysics Protocol (CBP)». Par contre, l'impact des tractions utilisées sans aucun autre traitement est peu documenté et les traitements conventionnels continuent d'être utilisés malgré leur peu d'efficacité à long terme. En conséquent, nous voulons quantifier l'effet des traitements par tractions sur divers paramètres biomécaniques car nous croyons que les tractions pourraient avoir un effet bénéfique sur la posture, l'alignement cervical et les paramètres de production de force chez les sujets ayant subi un coup de fouet cervical

Objectifs

Le premier objectif de cette recherche est donc de vérifier l'impact du coup de fouet cervical sur différents paramètres biomécaniques telles que la posture, la courbure cervicale et les paramètres de production de force lors de contractions isométriques en flexion et en extension du cou ainsi que de déterminer les relations qui existent entre ces différents paramètres. Le second objectif est de quantifier l'effet d'un traitement isolé, soit les tractions en extension-compression, sur ces différents aspects biomécaniques.

CHAPITRE II

Méthodologie

Sujets

Quinze sujets volontaires âgés entre 19 et 41 ans ont participé à cette étude. Tous les sujets ont donné leur consentement par écrit en accord avec le protocole de recherche approuvé par le comité d'éthique sur la recherche avec les êtres humains de l'Université du Québec à Trois-Rivières. Les sujets ont subi un accident de la route dans les cinq dernières années et présentaient des douleurs au cou suite à l'accident. De plus, seulement les sujets présentant une courbure cervicale anormale, soit une cyphose ou une alordose, ont été retenus pour l'expérimentation. Les critères d'exclusion à la recherche ont été les suivants : perte de conscience lors de l'accident, fracture ou chirurgie au cou suite à l'accident, accident datant de moins de six mois, engourdissements ou perte de force importante dans les membres supérieurs. Les sujets ont été divisés aléatoirement dans le groupe contrôle et dans le groupe expérimental. Le groupe expérimental comportait huit sujets qui ont été victime d'un accident de la route 9 à 37 mois avant le début de l'expérimentation. Le groupe contrôle comportait sept sujets qui ont eu un accident 7 à 40 mois avant le début de l'expérimentation. Le tableau 2 nous informe sur les moyennes d'âge, de poids, de taille ainsi que sur le temps moyen écoulé depuis l'accident ayant causé le coup de fouet cervical.

Tableau 2

Données moyennes des caractéristiques des sujets

	Groupe traitement (sd)	Groupe contrôle (sd)
Nombre de sujets	8	7
Âge (années)	23,38 (3.02)	24,00 (9.65)
Poids (kg)	68,01 (9.13)	64,05 (7.14)
Taille (cm)	162,80 (6.45)	165,83 (16.40)
Temps depuis l'accident (mois)	21,13 (11.29)	26,43 (9.65)

Procédures

Dans un premier temps, les sujets ont complété un bref questionnaire dans le but de vérifier s'ils répondaient aux critères de sélection. Ensuite, des radiographies ont été prises dans le but de vérifier la présence d'une cyphose ou alordose. Les sujets choisis ont signé le consentement éclairé en plus de compléter une fiche d'informations, l'échelle d'incapacité cervicale, l'échelle analogue de douleur visuelle standard et le SF-36.

Ensuite, nous avons procédé à la prise des mesures biomécaniques, soit l'analyse de la posture ainsi que les tests sensori-moteurs de force isométrique. À la suite de l'évaluation initiale, les sujets ont débuté les traitements. Les tractions en compression-extension ont été effectuées à l'aide d'une chaise de type «Regainer». Au premier traitement, le sujet se couchait sur la chaise et laissait tomber sa tête vers l'arrière sur le support pour une durée de cinq minutes (figure 7). Par la suite, l'extension a été augmentée avec l'ajout d'une courroie (figure 8). La tension appliquée à l'aide de la courroie a été notée à chaque séance et devait augmenter graduellement selon la tolérance du sujet. La durée de la

traction a également été notée et devait augmenter d'une minute à chaque séance, passant de 5 à 20 minutes (Harrison, 1992, 1994). Ensuite, la compression a été ajoutée en retirant le support pour la tête et en changeant le type de courroie utilisée (figure 9). La tension et la durée de la traction ont encore été notées et devaient augmenter graduellement, la durée allant de 5 à 12 minutes. Les traitements se terminaient après 25 séances. Lors de l'évaluation finale, les questionnaires, les radiographies, l'analyse de posture et l'électromyographie ont été repris pour le groupe contrôle et expérimentale. La figure 6 explique le dispositif expérimental mis de l'avant dans cette étude.

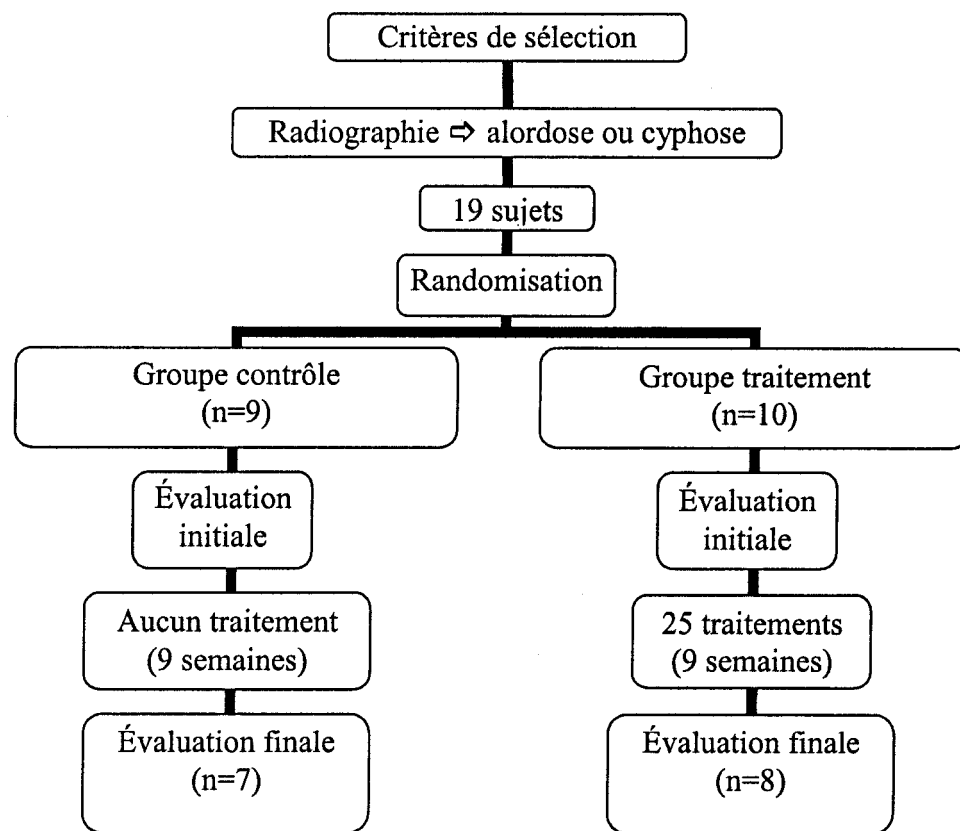


Figure 6. Dispositif expérimental de l'étude.

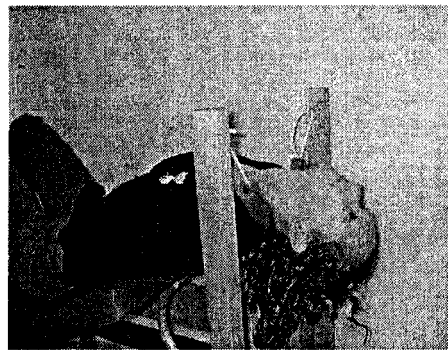
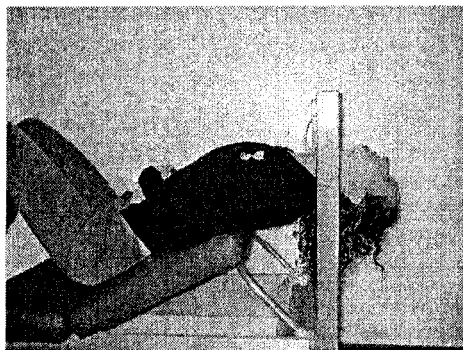


Figure 7. Installation des sujets lors de la première séance de tractions.

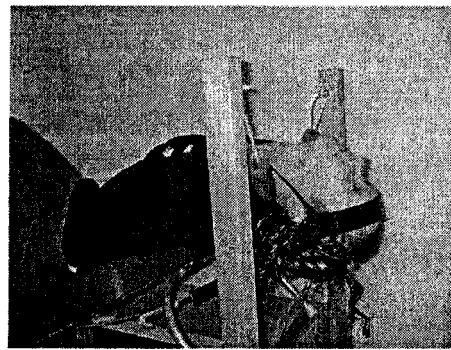


Figure 8. Installation des sujets lors des tractions en extension.

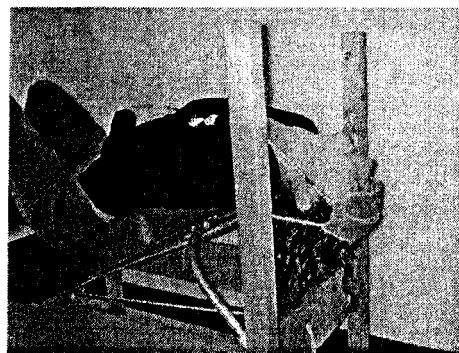
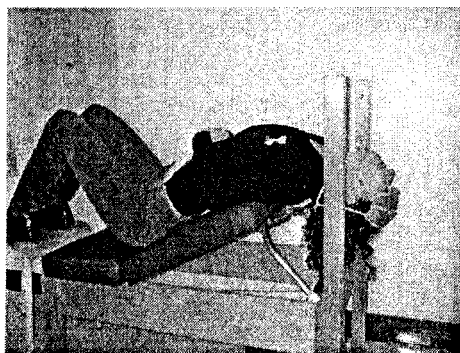


Figure 9. Installation des sujets lors des tractions en compression-extension.

Mesures

Questionnaires. Deux questionnaires d'auto-évaluation ainsi qu'une échelle de douleur ont été complétés par les sujets. L'échelle d'incapacité cervicale, version française validée du Neck Disability Index (NDI), est conçu pour nous renseigner sur les douleurs cervicales et comment celles-ci affectent la capacité des sujets à accomplir des activités quotidiennes. Une étude démontrant la validité et la fidélité de cette échelle a été publiée par Vernon et Mior (1991). L'échelle d'incapacité cervicale est devenue un instrument standard et comporte dix items ayant chacun un score de 0 à 5. Le deuxième questionnaire, le SF-36, est un court questionnaire utilisé pour évaluer la qualité de vie liée à la santé. Cet instrument validé porte sur huit catégories de questions (aspect physique, aspect émotionnel, vitalité, santé mentale, santé générale, activité physique, fonctionnement social et douleur) et comporte 36 items (Leplège, Ecosse, Verdier et Perneger, 1998). Finalement, l'échelle analogue de douleur visuelle standard a été remplie. Cette méthode d'évaluation de la douleur a été montrée valide et fidèle (Huskisson, 1983; Love, LeBoeuf et Crisp, 1989). À l'aide d'un trait, le sujet doit indiquer le niveau de sa douleur sur une échelle mesurant 100 mm, un côté correspond à aucune douleur et l'autre à la pire douleur imaginable. Le résultat a été calculé en mesurant la distance du zéro au trait inscrit par le sujet.

Radiographies. L'analyse radiographique a été basée sur la technique Chiropratique Biophysique (CBP) (Jackson, Harrison, Robertson et Barker, 1993).

Plusieurs variables ont été analysées pour notre étude. Une mesure quantitative de l'angle de la cyphose par le calcul des tangentes postérieures a été prise (figure 10). Nous avons ensuite calculé l'angle de rotation absolu (ARA) qui est formé par l'intersection de tangentes postérieures de C2 et C7 (figure 11). Nous avons également fait un tracé qualitatif qui compare la configuration de la courbure cervicale du sujet à l'arc de cercle qui est dit normal à 63° (figure 12). Finalement, la translation antérieure de la tête a été mesurée (figure 13). Cette distance a été calculée à partir de la ligne verticale de référence ayant pour origine le coin postéro inférieur de C7 jusqu'au tubercule antérieur de C1.

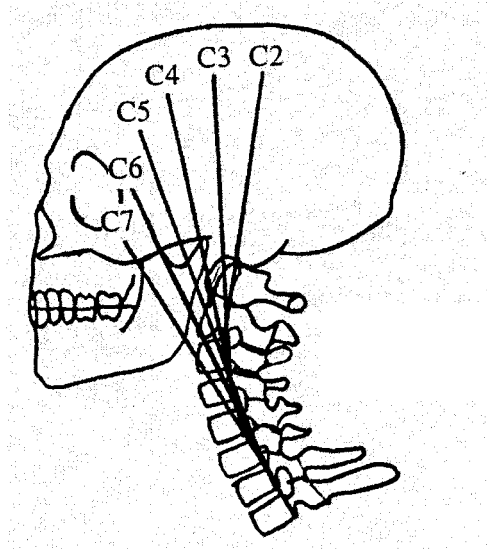


Figure 10. Le calcul des tangentes postérieures.

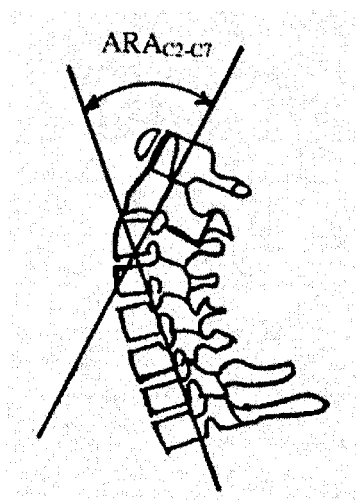


Figure 11. Le calcul de l'angle de rotation absolu.

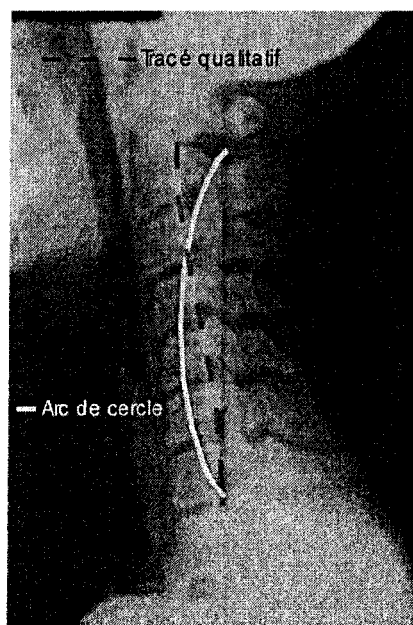


Figure 12. Le tracé qualitatif comparant la courbure cervicale à un arc de cercle de 63°.

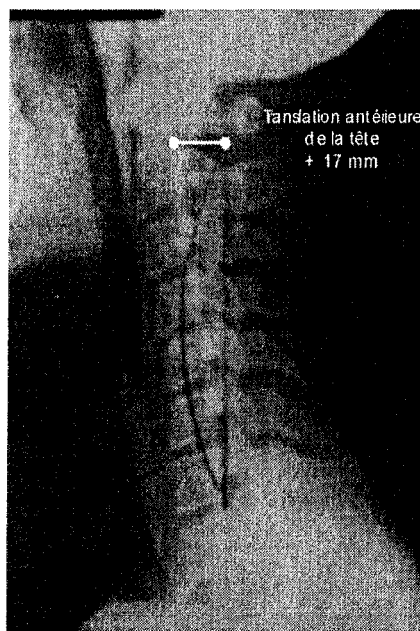

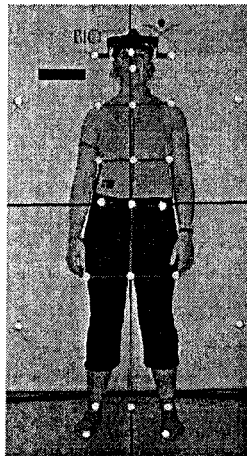


Figure 13. La translation antérieure de la tête.

Analyse posturale. L'analyse posturale a été complétée à l'aide de PosturePrint, un programme de BioTonix (Montréal, Canada) qui permet d'analyser la posture à l'aide de trois photographies d'un sujet en position debout (sagittal gauche, sagittal droit et frontal) (Harrison, Janik, Caillet, Harrison, Normand, Perron et Ferrantelli, 2006). Treize marqueurs réflecteurs ont été placés sur des points anatomiques précis du sujet et seize marqueurs additionnels ont été ajoutés à l'ordinateur par la suite. À l'aide d'un système de coordonnées cartésiennes le program PosturePrint utilise les coordonnées des marqueurs pour calculer les angles de rotation (°) ainsi que les mesures de translation (mm) de la tête, du thorax et du pelvis dans les trois plans anatomiques (figure 10). Une étude effectuée à l'Université du Québec à Trois-Rivières (Harrison et al., 2006) sur la

validité de PosturePrint pour mesurer les angles et translations au niveau thoracique à rapporter une erreur moyenne plus petite que 1.2° pour toutes les rotations et 1.6 mm pour toutes les translations, ce qui suggère que le programme est précis. Les variables dépendantes mesurées ont été les rotations dans le plan frontal et transversal ainsi que les translations au niveau de la tête (figure 14).

 Vue de face




Vos déplacements posturaux vus de face

Partie du corps	Rotation - axe des Z (flexion lat. dr. ou ga.)
Tête	Normal
Cage thoracique	Normal
Bassin	Gauche 4,0°

Partie du corps	Rotation - axe des Y (dr. ou ga.)
Tête	Normal
Cage thoracique	Droit 3,8°
Bassin	Normal

Partie du corps	Translation - axe des X (déplac. lat. dr. ou ga.)
Tête	Normal
Cage thoracique	Gauche 13,2 mm
Bassin	Normal

 Vue du côté droit (latérale droite)



Vos déplacements posturaux vus de côté

Région du corps	Rotation selon l'axe des X (flexion - extension)
Tête	En flexion 22,9°
Cage thoracique	En extension 5,5°
Bassin	Normal

Région du corps	Translation selon l'axe des Z (avant - arrière)
Tête	En avant 34,2 mm
Cage thoracique	En arrière 10,6 mm
Bassin	En avant 64,1 mm

Figure 14. Exemple des résultats obtenus avec le système PosturePrint.

Force. Pour les tests sensori-moteurs, les sujets étaient assis en position neutre avec le bassin et le thorax immobilisé et devaient forcer contre un harnais fixe qui était connecté à une jauge de force (NTEP-87-057A3, class III, Artech, Riverside, CA, USA) (figure 15). Premièrement, il y a eu un test de force maximale isométrique en flexion et en extension pour établir la contraction volontaire isométrique maximale des fléchisseurs et extenseurs du cou. La valeur la plus élevée obtenue lors de deux essais consécutifs de quatre secondes a été retenue comme référence. Par la suite, le sujet a été pratiqué à reproduire 50% et 75% de la force maximale en flexion et en extension avec une rétroaction visuelle et sonore. Les sujets étaient sollicités à effectuer une seule impulsion avec les yeux fermés pour éviter de corriger la force une fois la contraction initiée. Ensuite, ils ouvraient les yeux pour voir s'ils arrivaient à produire la quantité de force demandée avec une marge d'erreur permise de $\pm 10\%$. Une fois l'apprentissage terminé, c'est-à-dire après cinq essais consécutifs réussis, le sujet devait tenter de reproduire les mêmes valeurs de force mais sans rétroactions pendant dix essais consécutifs. Les données de force ont été enregistrées à un taux d'échantillonnage de 500 Hz et filtrés numériquement. Le commencement de la force et du pic de force a été identifié pour tous les essais de chaque sujet. De cette information les variables dépendantes ont été mesurées, c'est-à-dire le temps pour atteindre le pic de force, la variabilité du pic de force et l'erreur absolue du pic de force. L'erreur absolue du pic de force représente la différence positive entre la force obtenu lors de chaque essai et la force visée.

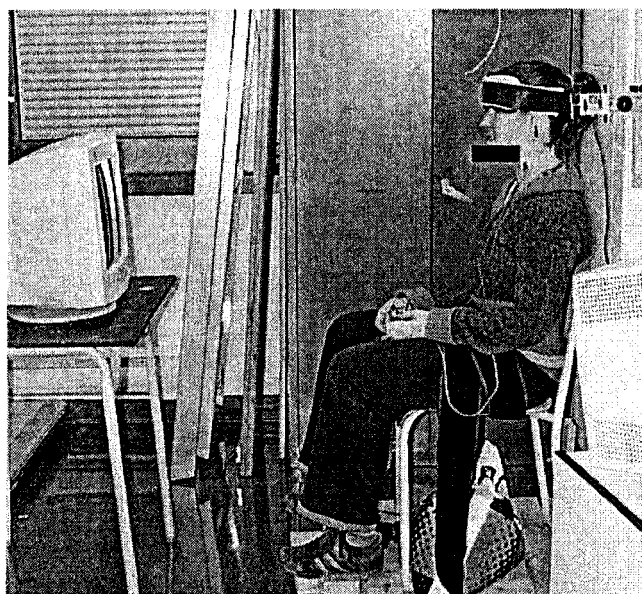


Figure 15. Installation des sujets lors des tests de production de force.

Électromyographie. Durant chaque essai les données spatio-temporels d'activité musculaire des fléchisseurs et extenseurs du cou à été enregistré à un taux d'échantillonnage de 1000 Hz. Les électrodes de surface jetables bipolaires Ag-AgCl (Bortec, Biomedical, Calgary, AL, Canada) ont été appliquées bilatéralement sur les muscles para-spinaux (à la hauteur de C4 à 2 cm des processus épineux) et sterno-cléido-mastoïdiens (au centre du muscle entre le processus mastoïdien et le manubrium). L'électrode de référence a été placée sur l'acromion. Les signaux ont été pré amplifiés à la source (gain = 500) et amplifiés à nouveau (Bortec Biomedical AMTI-8). Les électromyographies ont été filtrés par bande passante et rectifiés pour déterminer le début et la durée des bouffées de chaque muscle pour tous les essais. Pour déterminer la quantité d'activité musculaire durant les essais, les électromyographies ont été intégrés

(iEMG) et exprimés en tant que pourcentage de l'activité musculaire maximale. Les variables dépendantes mesurées ont été le temps de bouffée et l'amplitude.

Analyse statistique

L'analyse statistique a été effectuée avec Statistica Software (version 6).

L'analyse de variance pour mesures répétées a été utilisée pour les données de force (temps pour atteindre le pic de force, variabilité du pic de force et erreur absolue du pic de force) et d'électromyographie (temps de bouffée et amplitude). Cette analyse a été effectuée en fonction d'un plan A x Br x Cr x Dr où A comportait deux groupes (expérimental et contrôle), B, deux niveaux de force (50% et 75%), C, deux positions (flexion et extension) et D, deux moments d'évaluation (pré et post). L'analyse de variance pour mesures répétées a également été utilisée pour les mesures de posture (inclinaison, rotation et translation au niveau de la tête) et les résultats des questionnaires (perception de la douleur, degré d'incapacité cervicale, qualité de vie liée à la santé psychique et physique). Cette analyse a été effectuée selon le plan A x Br où A comportait deux groupes (expérimentation et contrôle) et B comportait deux moments d'évaluation (pré et post). Lorsqu'une interaction impliquant le facteur groupe a été observée, une comparaison post hoc a été effectuée en utilisant le test de Fisher (LSD). L'analyse des mesures des radiographies (antériorité et tangentes postérieures) a été effectuée à l'aide du test T. Une comparaison initiale entre les deux groupes a été effectuée ainsi qu'une comparaison entre le pré et le post test pour le groupe traitement

seulement. Les interactions ont été considérées significatives pour $p < 0.05$, et cela, pour toutes les analyses.

CHAPITRE III

Résultats

Force

Temps pour atteindre le pic de force. La figure 16 illustre un tracé typique de la force isométrique en fonction du temps lors d'un essai en extension. Le temps pour atteindre le pic de force est représenté sur cette figure par la distance horizontale entre les points 1 et 2. Une interaction groupe x temps a été observé pour le temps moyen pour atteindre le pic de force ($F_{1,13} = 4,88 : p = 0,046$). L'analyse post hoc montre que le temps moyen pour atteindre le pic de force a augmenté significativement ($p = 0,019$) chez le groupe contrôle, passant de 289 ± 36 ms à 377 ± 40 ms tandis qu'il est demeuré stable chez le groupe expérimental, passant de 350 ± 34 ms à 339 ± 38 ms (figure 17).

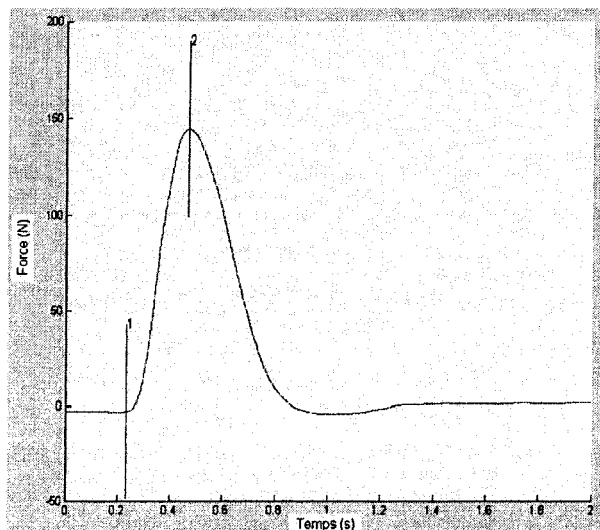


Figure 16. Exemple d'un graphique de force où le temps pour atteindre le pic de force est représenté par la distance horizontale entre les points 1 et 2.

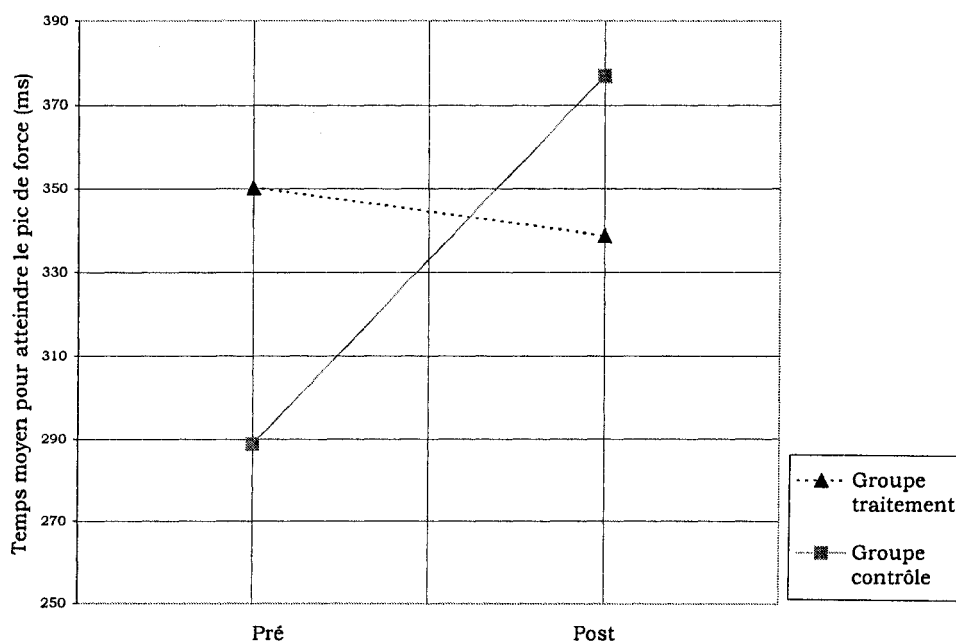


Figure 17. Résultats moyens des temps pour atteindre le pic de force pour le groupe expérimental et contrôle.

Force maximale. La force isométrique maximale moyenne était significativement plus élevée ($p < 0,005$) en extension qu'en flexion tant pour le groupe contrôle que pour le groupe expérimental autant lors de l'évaluation initiale que finale. Par contre, il n'y a pas eu de différence significative de force isométrique maximale entre les deux groupes. De plus, aucune interaction groupe x temps n'a été observée pour l'erreur absolue et la variabilité du pic de force. Le tableau 4 résume toutes les valeurs moyennes de force ainsi que leurs écarts-types. Nous y retrouvons les données du groupe traitement lors des évaluation initial et final suivies des données du groupe contrôle lors du pré et post test.

Tableau 3

Résultats moyens, écarts-types et les valeurs de probabilités des données de force pour les groupes expérimental et contrôle en pré test et post test

	Pré traitement Moyenne (sd)	Post traitement Moyenne (sd)	Pré contrôle Moyenne (sd)	Post contrôle Moyenne (sd)	P groupe x temps
Temps pic de force (ms)	350,24 (34,31)	338,69 (38,03)	288,79 (36,68)	376,99 (40,65)	0,046
Force maximale extension (N)	179,90 (24,86)	160,04 (18,61)	176,41 (26,58)	165,39 (19,89)	0,628
Force maximale flexion (N)	101,02 (16,56)	119,18 (18,19)	124,53 (17,70)	132,31 (19,45)	0,314
Variabilité du pic de force (%)*	9,58 (1,06)	7,54 (0,91)	9,22 (1,23)	9,27 (1,06)	0,198
Erreur absolue du pic de force (%)*	8,47 (1,41)	13,51 (3,53)	13,26 (1,63)	18,34 (4,08)	0,993

* La variabilité du pic de force et l'erreur absolue du pic de force sont exprimées en pourcentage de la contraction isométrique maximale.

Électromyographie

Temps de bouffée. La figure 18 illustre un tracé typique d'électromyographie rectifié, normalisé et lissé en fonction du temps lors d'un essai en flexion à 50% de la force maximale. Le temps de bouffée est représenté sur cette figure par la distance horizontale entre les points 1 et 2. Une interaction groupe x temps a été observée pour les sterno-cléiodo-mastoïdiens et les paraspinaux. L'analyse post hoc a montré que le temps de bouffée pour les sterno-cléido-mastoïdiens et les para-spinaux a augmenté significativement chez le groupe contrôle et est demeuré stable chez le groupe expérimental. Le tableau 4 résume les valeurs moyennes de temps de bouffée ainsi que leurs écarts-types pour chaque côté des deux groupes musculaires évalués. Nous y

retrouvons les données du groupe expérimental et contrôle lors de l'évaluation initiale et finale. Les résultats de l'analyse de variance sont résumés au tableau 5.

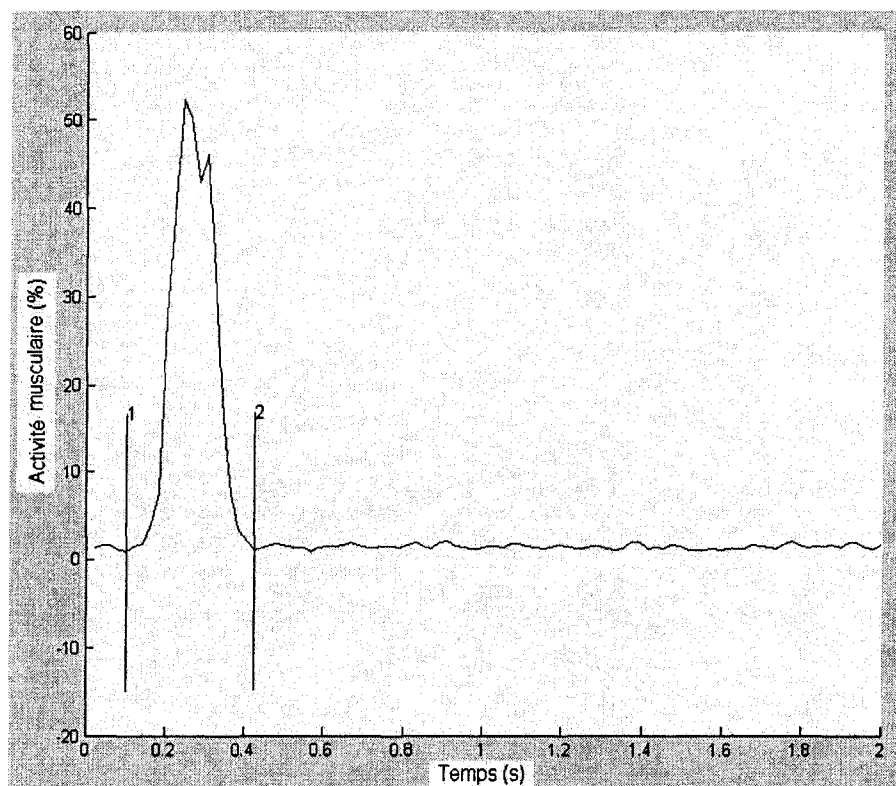


Figure 18. Exemple d'activité électromyographique où le temps de bouffée est représenté par la distance horizontale entre les points 1 et 2.

Tableau 4

Résultats moyens et écarts-types pour les données de temps de bouffée d'activité musculaire pour les groupes expérimental et contrôle en pré test et post test

Temps bouffée	Groupe expérimental		Groupe contrôle	
	Évaluation initiale Moyenne (s)	Évaluation finale Moyenne (s)	Évaluation initiale Moyenne (s)	Évaluation finale Moyenne (s)
SCM côté droit (ms)	622,85 (68,28)	687,70 (59,76)	498,81 (68,28)	673,07 (59,76)
SCM côté gauche (ms)	620,88 (70,57)	687,05 (59,62)	499,86 (70,57)	676,53 (59,62)
Para-spinaux côté droit (ms)	622,23 (66,83)	719,42 (72,26)	483,14 (71,44)	741,68 (77,25)
Para-spinaux côté gauche (ms)	608,01 (67,27)	720,68 (79,04)	506,28 (71,91)	754,66 (84,49)

Tableau 5

Résultats de l'analyse de variance sur les temps moyens de bouffée de l'activité musculaire

	Source de variation	dl	Somme des carrés	Carré moyen	F	p
SCM côté droit	Groupe x temps	1	83790	83790	4,77	0,050
	Erreur	12*	210741	210741	--	--
SCM côté gauche	Groupe x temps	1	85467	85467	5,07	0,044
	Erreur	12*	202213	16851	--	--
Para-spinaux côté droit	Groupe x temps	1	194394	194394	9,38	0,009
	Erreur	13	269283	20714	--	--
Para-spinaux côté gauche	Groupe x temps	1	137526	137526	6,40	0,025
	Erreur	13	279184	21476	--	--

*Les données EMG des muscles fléchisseurs d'un sujet du groupe traitement ont été retirées à cause d'une mauvaise qualité de signal.

Quantité d'activité musculaire. La quantité d'activité musculaire a été mesurée en faisant l'aire sous la courbe du graphique de l'activité électrique du muscle. La figure 19 illustre un tracé d'électromyographie rectifié, normalisé et lissé où l'aire sous la courbe a été remplie. Cette partie grise représente la quantité d'activité musculaire. Une interaction significative groupe x temps ($F_{1,11} = 8,42 : p = 0,01$) a été observée au niveau des para-spinaux. L'analyse post hoc montre que la quantité d'activité musculaire du para-spinal gauche a diminué chez le groupe expérimental, passant de 11,30 à 9,28.

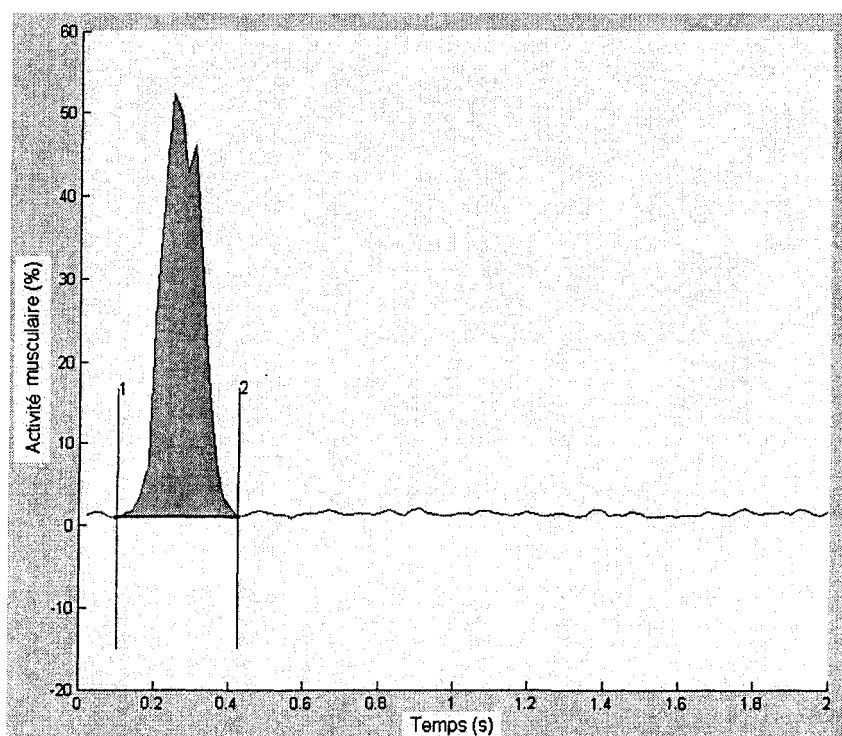


Figure 19. Exemple d'activité électromyographique où la quantité d'activité musculaire est représentée par la partie grise du graphique.

Coactivation musculaire. De plus, aucune différence significative n'est observée pour la coactivation musculaire. La coactivation se produit lorsque les muscles antagonistes se contractent en même temps que les muscles agonistes. La figure 20 illustre la coactivation en fonction du temps lors d'un essai en flexion à 50% de la force maximale. Nous y retrouvons l'enveloppe linéaire des agonistes en blanc et l'enveloppe linéaire des antagonistes en gris. Puisque les données sont déjà en pourcentage, le pourcentage de coactivation est obtenu en faisant le rapport de l'activité musculaire des antagonistes sur l'activité musculaire des agonistes. Les résultats de ratio de coactivation des muscles antagonistes ainsi que les résultats de l'analyse de variance se retrouvent au tableau 6.

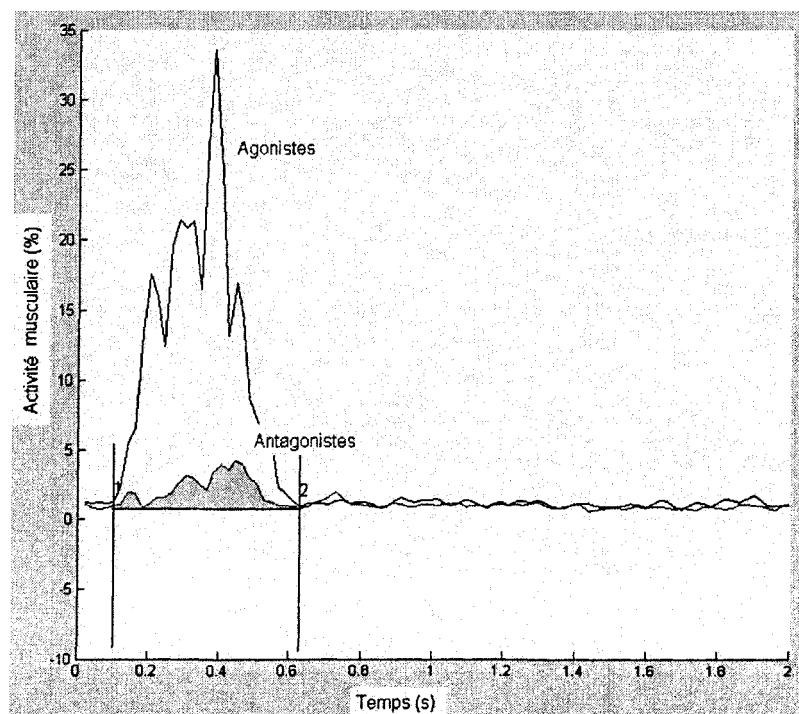


Figure 20. Exemple d'activité électromyographique où l'enveloppe linéaire des agonistes et antagonistes est représentée.

Tableau 6

Résultats moyens, écarts-types et interactions groupe x temps des données de coactivation pour le groupe expérimental et contrôle en pré test et post test

Coactivation (ratio)	Pré traitement Moyenne (s)	Post traitement Moyenne (s)	Pré contrôle Moyenne (s)	Post contrôle Moyenne (s)	P
SCM côté droit	22,25 (4,60)	23,18 (10,49)	12,15 (4,60)	25,12 (10,49)	0,495
SCM côté gauche	13,54 (2,61)	12,32 (1,54)	11,00 (2,61)	11,15 (1,54)	0,715
Para-spinaux côté droit	25,05 (4,09)	30,24 (3,80)	20,44 (5,17)	25,31 (4,81)	0,972
Para-spinaux côté gauche	34,98 (7,40)	31,25 (5,27)	21,19 (8,00)	23,07 (5,69)	0,482

Analyse posturale

Une interaction groupe x temps ($F_{1,13} = 5,07$: $p = 0,04$) a été trouvée au niveau de la translation de la tête selon l'axe des Z (figure 21). L'analyse post hoc a montré que cette translation a augmenté significativement chez le groupe contrôle, passant de 37,19 à 44,69 mm tandis qu'il est demeuré stable chez le groupe expérimental, passant de 42,18 à 39,41 mm (figure 22).

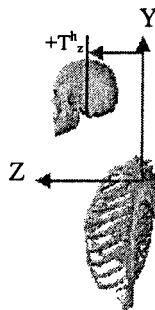


Figure 21. Illustration de la translation de la tête selon l'axe des Z.

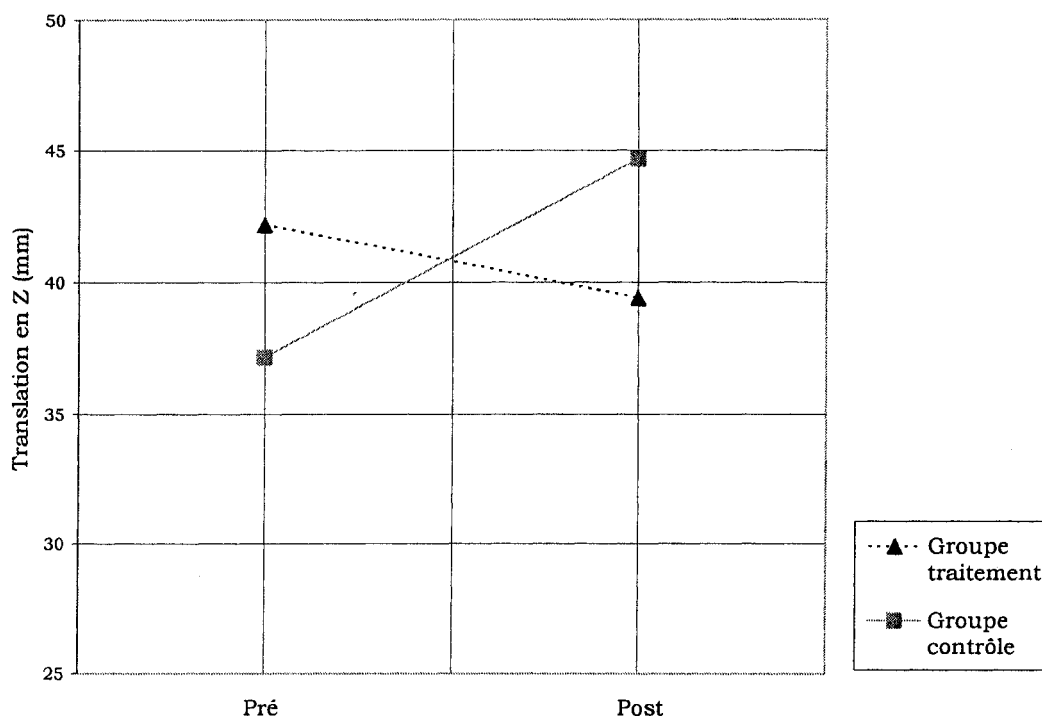


Figure 22. Résultats moyens des déviations de la tête selon l'axe des Z pour les deux groupes en pré et en post test.

Analyse radiographique

Des radiographies ont été prises en pré test et en post test pour les sujets du groupe traitement. Nous avons mesuré les tangentes postérieures, l'angle de rotation absolue ainsi que la translation antérieure de la tête. Une interaction de temps a été observée chez le groupe expérimental entre le pré et post test. En effet, la translation antérieure moyenne de la tête a diminué significativement ($t = 3,125$, $dl = 7$, $p = 0,042$) passant de 25,50 mm à 22,12 mm (figure 23). Aucune autre différence significative n'a été présente mais nous avons tout de même observé une légère amélioration dans les angles de rotation relatifs qui tendent à se rapprocher des valeurs idéales et normales (tableau 7).

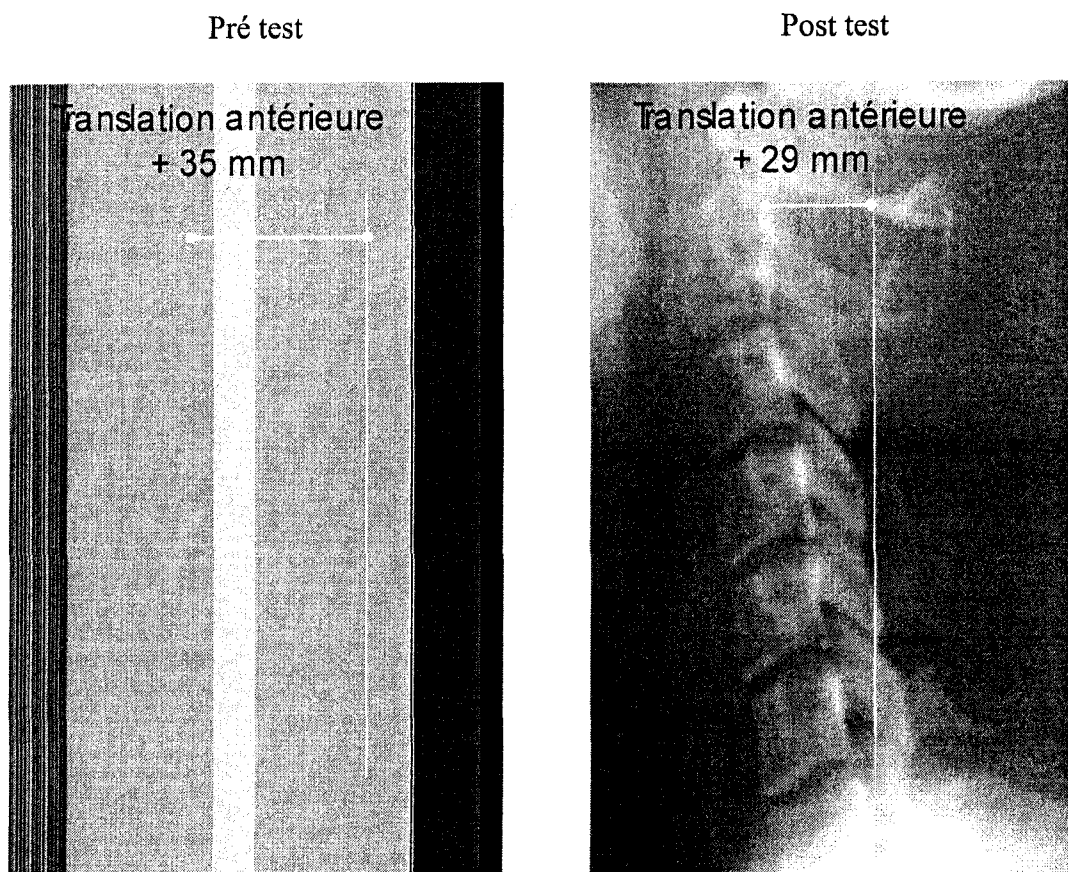


Figure 23. Radiographies latérales d'un sujet du groupe traitement dont la translation antérieure de la tête a diminuée.

Tableau 7

Résultats des mesures des radiographies pour les sujets du groupe traitement en comparaison aux valeurs moyennes normales et idéales

Mesure	Pré-traitement	Post-traitement	Valeur moyenne normale*	Valeur idéale normale*
Translation (mm)	25,25	22,13	15,0	0,0
Angle de rotation C2-C3 (°)	9,88	8,50	7,8	9,4
Angle de rotation C3-C4 (°)	2,63	3,75	6,6	8,2
Angle de rotation C4-C5 (°)	1,75	2,00	7,2	8,2
Angle de rotation C5-C6 (°)	-1,00	-0,50	5,9	8,2
Angle de rotation C6-C7 (°)	2,88	2,88	6,6	8,2

* Selon Harrison (2002, p.64).

Questionnaires

Deux questionnaires d'auto-évaluation ainsi qu'une échelle de douleur ont été complétés par les sujets. Des différences significatives entre les groupes ont été observées pour toutes ces méthodes d'auto-évaluation.

Échelle d'incapacité cervicale. Les résultats de l'échelle d'incapacité cervicale sont exprimés en pourcentage. Un pourcentage élevé indique une plus grande incapacité. Une interaction groupe x temps ($F_{1,13} = 2,12$: $p = 0,02$) a été observée pour l'incapacité cervicale. L'analyse post hoc montre que celle-ci a diminué significativement chez le groupe expérimental, passant de 18,42 à 10,11 % tandis qu'elle est demeurée stable chez le groupe contrôle, passant de 20,83 à 20,41 %.

SF-36. Les résultats du questionnaire SF-36 sont divisés en deux catégories bien distinctes, soit les catégories psychique et physique. Un score élevé indique une meilleure qualité de vie. Une interaction groupe x temps ($F_{1,13} = 5,23 : p = 0,04$) a été observée pour le score de la catégorie physique. L'analyse post hoc montre que celle-ci s'est amélioré chez le groupe expérimental, passant de 53,54 à 55,64 tandis qu'il s'est détérioré chez le groupe contrôle, passant de 49,22 à 47,46. Il n'y a eu aucune différence significative pour le score de la catégorie psychique.

Échelle analogue de douleur visuelle standard. Les résultats de l'échelle analogue de douleur visuelle standard sont des scores sur dix. Un score élevé indique une plus grande douleur. Une interaction de groupe x temps ($F_{1,11} = 8,01 : p = 0,02$) a été observée pour l'échelle de douleur. L'analyse post hoc a montré que la douleur a diminué significativement chez le groupe expérimental, passant de 3,84 à 1,70 tandis qu'elle est demeurée stable chez le groupe contrôle, passant de 3,12 à 3,54.

CHAPITRE IV

Discussion

Force

Plusieurs études nous informes sur les erreurs de repositionnement de la tête et du cou des sujets ayant subi un coup de fouet cervical (Heikkila, Johansson et Wenngran, 2000; Sterling et al., 2003; Treleaven et al., 2003) mais peu de recherches documentent les paramètres de production de force isométriques chez ces sujets. Pourtant, Newell et Carlton (1988) suggèrent que les caractéristiques de reproduction de force lors de tâches isométriques reflètent plusieurs limitations du système neuromusculaire. C'est pour cette raison que nous étudions de plus près les variables spatio-temporelles de la production de force isométriques lors de cette étude. Nos résultats montrent que le temps moyen pour atteindre le pic de force, lors de tentatives de reproduction de force isométrique, a augmenté chez les sujets n'ayant reçu aucun traitement. Récemment, Descarreaux et al. (sous presse) ont exploré les modifications temporelles de production de force isométrique et ont montré que les sujets ayant subis un coup de fouet cervical ont un temps de production de force plus élevé que les sujets sains. D'après ces auteurs, la modification des variables temporelles est une stratégie utilisée pour maintenir une précision spatiale lors des patrons de reproduction de force isométrique. De plus, ces auteurs estiment que l'adaptation à la cervicalgie chronique et à la lombalgie chronique implique des mécanismes semblables. En effet, ils ont trouvé que les sujets lombalgiques présentent également des paramètres temporels de production de force modifiés dans le

but de conserver des forces isométriques semblables aux sujets contrôles (Descarreaux, Blouin et Teasdale, 2004, 2005). Lors de notre recherche, nous trouvons que les deux groupes produisent des niveaux de forces maximales similaires lors du pré et post test et cela, malgré les modifications de temps de production de force. Donc, cela nous laisse croire que l'état des sujets n'ayant reçu aucun traitement s'est peut-être aggravé, les obligeant à modifier le temps de production de la force dans le but de conserver des forces isométriques aussi grandes qu'auparavant.

En plus d'être utilisé pour contrôler la force, il semble qu'une stratégie de modification temporelle des paramètres de force est utilisée pour contrôler la variabilité de force. En effet, des études effectuées sur des sujets contrôles démontrent que ces derniers augmentent le temps de production de force pour réduire la variabilité de réaction (Gordon et Ghez, 1987; Newell et al., 1988). Cela peut expliquer pourquoi nous ne trouvons aucune différence significative au niveau de la variabilité du pic de force ainsi qu'au niveau de l'erreur absolue de reproduction de pourcentages de force.

Il est également possible qu'une stratégie utilisée pour contrôler et minimiser la douleur soit la cause de l'augmentation du temps de production de force (Descarreaux et al., 2004; Descarreaux et al., sous presse). En effet, les résultats des questionnaires sur la douleur supportent cette théorie. Lors du post test, le groupe contrôle a un niveau de douleur plus élevé que le groupe traitement. Donc, le temps de production de force plus

grand du groupe contrôle est peut-être le résultat d'une stratégie employée pour limiter la douleur lors des tâches de reproduction de force.

Finalement, nos résultats sur les paramètres de production de force ne nous permettent pas de déterminer l'origine neurophysiologique des différences observées entre les deux groupes. Par contre, des altérations au niveau des afférences proprioceptives (Sterling et al., 2003), des modifications de contrôle neuromusculaire (Falla, Bilenkij et Jull, 2004) ainsi que des adaptations de planification moteur (Hodges, 2001) sont des mécanismes plausibles pour expliquer les observations. De plus, les changements au niveau du contrôle moteur peuvent être attribués à des facteurs psychologiques telle que l'appréhension à la douleur (Nederhand, Hermens, Ijzerman, Groothuis et Turk, 2006).

Électromyographie

Dans cette étude, nous observons une diminution de l'activité électrique du para-spinal gauche chez le groupe traitement. Par contre, aucun changement n'est observé pour les sterno-cléido-mastoïdiens. Plusieurs auteurs étudient l'activité électrique des muscles du cou des sujets ayant subi un coup de fouet cervical et plusieurs hypothèses peuvent expliquer les résultats que nous obtenons (Falla et al., 2004; Jull et al., 2004; Nederhand et al., 2000).

Premièrement, il est proposé que les patients ayant des cervicalgies requièrent une plus grande activité électrique musculaire pour produire une quantité de force équivalente aux sujets asymptomatiques (Falla, Rainoldi, Merletti et Jull, 2003). Nos résultats montrent que l'activité électrique des para-spinaux diminue chez le groupe traitement malgré que le niveau de force soit maintenu. Cela peut indiquer que, suite aux traitements, les sujets retrouvent une stratégie qui est plus semblable à celle utilisée par des sujets asymptomatiques.

Deuxièmement, les changements au niveau de la quantité d'activité électromyographique peuvent être une manifestation de l'effet de la douleur sur le système sensorimoteur (Falla et al., 2004). Falla et al. (2003) spéculent que la douleur pourrait provoquer une hyperactivité musculaire. Nos résultats montrent que l'activité électrique des para-spinaux des sujets du groupe expérimental diminue suite aux traitements tandis qu'elle ne varie pas chez le groupe contrôle. Selon les résultats de Falla et al. (2003), ceci pourrait indiquer une diminution de douleur suite aux traitements. De plus, les résultats que nous avons obtenus à l'échelle analogue de douleur visuelle standard appuient cette hypothèse.

Radiographies et posture

Les résultats de cette étude montrent une diminution significative de la translation antérieure de la tête chez les sujets du groupe traitement ainsi qu'une augmentation significative de la translation antérieure de la tête chez les sujets du groupe contrôle.

Nous avons vu auparavant que plusieurs recherches documentent les conséquences d'une mauvaise posture cervicale. Ces conséquences comprennent une augmentation de la douleur cervicale et thoracique (Ettlin et al., 1992; Harrison, 2002; Lowery, 1996), des changements dégénératifs au niveau des corps vertébraux (Harrison et al., 2001; Matsunaga et al., 2001) ainsi que des céphalées chroniques (Braaf et al., 1975). En conséquence, nos résultats peuvent indiquer que l'état des sujets, suite aux tractions, s'est amélioré pendant que l'état des sujets n'ayant reçu aucun traitement s'est dégradé. De fait, les résultats du questionnaire sur la douleur appuient ce résultat. En effet, les résultats obtenus aux trois questionnaires utilisés lors de l'étude (échelle d'incapacité cervicale, SF-36, échelle analogue de douleur visuelle standard) montrent une diminution de la douleur des sujets du groupe traitement. De son côté, le SF-36 montre une augmentation de la douleur des sujets du groupe contrôle.

L'effet des tractions sur le rétablissement de la lordose cervicale est documenté par plusieurs recherches (Ferrantelli et al., 2005; Harrison et al., 1994; Harrison et al., 2002; Harrison et al., 2003). Par contre, les tractions sont toujours combinées à des manipulations vertébrales ou à des exercices miroirs de correction de posture. Lors de notre recherche, nous voulons documenter l'efficacité des tractions en extension-compression utilisées sans aucune autre forme de traitement. Malgré que nous notons une légère augmentation de la lordose, cette amélioration n'est pas significative.

À mon avis, plusieurs raisons peuvent expliquer que nous n'observons pas une meilleure amélioration de la lordose cervicale. Nous savons que l'objectif primaire des tractions est d'agir sur la déformation des structures passives antérieures du cou qui sont raccourcis suite à une perte de lordose. L'hypothèse est que les tractions augmentent la hauteur antérieure des disques et la longueur des ligaments longitudinaux antérieurs ce qui amplifie la lordose. L'efficacité de cette déformation dépend des facteurs suivants : force appliquée, direction de la force, position de la colonne au moment d'application, temps d'application, charges antécédentes appliquées au tissu, hydratation et température du tissu (Harrison, 2002). Pour tenir compte de ces facteurs, la méthode de Harrison se base sur la formule «EAT» qui implique des exercices, des ajustements et des tractions appliqués dans cet ordre. L'utilisation des exercices est en lien direct avec le facteur de la température du tissu. Plus la température est élevée, plus le tissu se déformera rapidement. Ceci laisse croire qu'il pourrait être préférable que les sujets effectuent des exercices avant la période de tractions pour générer de la chaleur interne dans les tissus. Ensuite, nous avons vu qu'un des buts de la réadaptation structurale est d'atteindre un alignement postural qui se rapproche de l'idéal. L'équilibre musculaire devient donc un facteur important. Lors des tractions, nous effectuons un étirement des muscles antérieurs du cou. Par contre, nous négligeons le renforcement des muscles postérieurs du cou. Il serait probablement plus efficace de combiner les tractions à des exercices de renforcement en translation postérieure. Finalement, à mon avis, il serait souhaitable d'associer les tractions à des manipulations vertébrales pour diminuer les malaises et l'ankylose et pour augmenter la mobilité des vertèbres. En effet, lors des séances de

tractions dans notre recherche, plusieurs sujets ressentait certaines douleurs, entre autre au niveau thoracique. L'utilisation des ajustements augmenterait sûrement le confort des patients et l'amplitude de mouvement au niveau du cou. En augmentant l'amplitude tolérée par les sujets, les tractions pourraient devenir plus efficaces.

Questionnaires

Les résultats de l'échelle d'incapacité cervicale montrent une augmentation de la capacité cervicale chez les sujets du groupe expérimental et aucun changement chez les sujets du groupe contrôle. De plus, les résultats de l'échelle analogue visuelle de douleur standard montrent que la douleur a diminué significativement chez le groupe traitement tandis qu'elle est demeurée stable chez le groupe contrôle. Finalement, les résultats du SF-36 dévoilent une amélioration de la qualité de vie physique chez le groupe expérimental et une détérioration chez le groupe contrôle. À mon avis, d'un point de vue clinique, ces résultats sont les plus intéressants de notre expérimentation. Les résultats des questionnaires nous laissent croire que les tractions ont un effet bénéfique sur divers aspects physiques des sujets. De plus, étant donnée la simplicité d'utilisation des tractions, cette méthode de traitement peut facilement être utilisée en milieu clinique.

CHAPITRE V

Conclusion

L'objectif de cette recherche est de quantifier l'effet des traitements par tractions sur la posture, la courbure cervicale et la force musculaire des gens ayant subi un coup de fouet cervical. Nos résultats montrent que les tractions ont un effet positif sur la posture ainsi que l'alignement cervical des sujets. De plus, cette étude illustre que les tractions ont un effet profitable au niveau de la condition de vie des victimes du coup de fouet cervicale, effet manifesté par une diminution de la douleur et une amélioration des capacités fonctionnelles. D'autre part, les résultats des paramètres de production de force de cette étude nous laissent croire que, suite aux traitements, les sujets retrouvent une stratégie motrice qui est plus semblable à celle utilisée par des sujets asymptomatiques. À notre connaissance, cette étude est la seule qui vérifie l'effet isolé des tractions sur les paramètres de production de force des sujets ayant une cervicalgie. Une meilleure connaissance des adaptations au niveau du contrôle moteur utilisées par les sujets ayant subi un coup de fouet cervical ainsi que l'effet des tractions sur ces adaptations serait sans doute un atout pour faire progresser la gestion clinique de ce traumatisme.

RÉFÉRENCES

- Bagnall, K.M., Harris, P.F. et Jones, P.R. (1977). A radiographic study of the human fetal spine. *Journal of Anatomy*, 124(3), 791-802.
- Bannister, G. et Gargan, M. (1993). Prognosis of whiplash injuries - a review of the literature. *Spine: State of the Art Reviews*, 7, 112.
- Bogduk, N. et Yoganandan, N. (2001). Biomechanics of the cervical spine Part 3: minor injuries. *Clinical Biomechanics*, 16(4), 267-275.
- Braaf, M.M. et Rosner, R.S. (1975). Trauma of cervical spine as cause of chronic headache. *The Journal of Trauma*, 15(5), 441-446.
- Curatalo, M., Peterson-Felix, S., Arendt-Nielsen, L., Giani, C., Zbinden, A. et Radanov, B. (2001). Central hypersensitivity in chronic pain after whiplash injury. *Clinical Journal of Pain*, 17, 306-315.
- Deans, G.T., Magalliard, J.N., Kerr, M. et Rutherford, W.H. (1987). Neck sprain--a major cause of disability following car accidents. *Injury*, 18(1), 10-12.
- Descarreaux, M., Blouin, J.-S. et Teasdale, N. (2004). Force production parameters in patients with low back pain and healthy control study participants. *Spine*, 29(3), 311-317.
- Descarreaux, M., Blouin, J.-S. et Teasdale, N. (2005). Isometric force production parameters during normal and experimental low back pain condition. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 6(6), 1-6.
- Descarreaux, M., Mayrand, N. et Raymond, J. (sous presse). Neuromuscular control of the head in an isometric force reproduction task: Comparison of whiplash subjects and healthy controls. *The Spine Journal*.
- Eck, J.C., Hodges, S.D. et Humphreys, S.C. (2001). Whiplash: A review of a commonly misunderstood injury. *The American Journal of Medicine*, 110(8), 651-656.
- Ettlin, T.M., Kischka, U., Reichmann, S., Radii, E.W., Heim, S., Wengen, D. et Benson, D.F. (1992). Cerebral symptoms after whiplash injury of the neck: A prospective clinical and neuropsychological study of whiplash injury. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 55(10), 943-948.
- Falla, D., Rainoldi, R., Merletti, R. et Jull, G. (2003). Myoelectric manifestations of sternocleidomastoid and anterior scalene muscle fatigue in chronic neck pain patients. *Clinical Neurophysiology*, 114, 488-495.
- Falla, D., Bilenkij, G. et Jull, G. (2004). Patients with chronic neck pain demonstrate altered patterns of muscle activation during performance of a functional upper limb task. *Spine*, 29(13), 1436-1440.
- Ferrantelli, J.R., Harrison, D.E., Harrison, D.D. et Stewart, D. (2005). Conservative treatment of a patient with previously unresponsive whiplash-associated disorders using clinical biomechanics of posture rehabilitation methods. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28(3), e1-8.
- Gargan, M.F. et Bannister, G.C. (1994). The rate of recovery following whiplash injury. *European Spine Journal*, 3(3), 162-164.

- Gordon, J. et Ghez, C. (1987). Trajectory control in targeted force impulses: II. Pulse height control. *Experimental Brain Research*, 67, 241-252.
- Gosnold, J. (2003). The impact of rehabilitation on chronic whiplash. *Clinical Chiropractic*, 6(3-4), 129-136.
- Harrison, D.D. (1992). *Spinal biomechanics: A chiropractic perspective*. États-Unis: National Library of Medicine.
- Harrison, D.D. (1994). *Chiropractic: The physics of spinal correction with CBP technique*. États-Unis: National Library of Medicine.
- Harrison, D.D., Jackson, B.L., Troyanovich, S., Robertson, G., De George, D. et Barker, W.F. (1994). The efficacy of cervical extension-compression traction combined with diversified manipulation and drop table adjustments in the rehabilitation of cervical lordosis: A pilot study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 17(7), 454-464.
- Harrison, D.D., Janik, T.J., Troyanovich, S.J. et Holland, B. (1996). Comparisons of lordotic cervical spine curvatures to a theoretical ideal model of the static sagittal cervical spine. *Spine*, 21(6), 667-675.
- Harrison, D.E., Harrison, D.D., Janik, T.J., William Jones, E., Cailliet, R. et Normand, M. (2001). Comparison of axial and flexural stresses in lordosis and three buckled configurations of the cervical spine. *Clinical Biomechanics*, 16(4), 276-284.
- Harrison, D.E., Cailliet, R., Harrison, D.D., Janik, T.J. et Holland, B. (2002). A new 3-point bending traction method for restoring cervical lordosis and cervical manipulation: a nonrandomized clinical controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(4), 447-453.
- Harrison, D.E., Harrison, D.D., Betz, J.J., Janik, T.J., Holland, B., Colloca, C.J. et Haas, J.W. (2003). Increasing the cervical lordosis with chiropractic biophysics seated combined extension-compression and transverse load cervical traction with cervical manipulation: nonrandomized clinical control trial. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 26(3), 139-151.
- Harrison, D.E., Janik, T.J., Cailliet, R., Harrison, D.D., Normand, M.C., Perron, D.L. et Ferrantelli, J.R. (2006). Validation of a computer analysis to determine 3-D rotations and translations of the rib cage in upright posture from three 2-D digital images. *European Spine Journal*, 16(2), 213-218.
- Harrison, D.E., Harrison, D.D. et Haas, J.W. (2002). *CBP: Structural rehabilitation of the cervical spine*. États-Unis: Harrison Chiropractic Biophysics Seminars Inc.
- Heikkila, H., Johansson, M. et Wenngren, B.I. (2000). Effects of acupuncture, cervical manipulation and NSAID therapy on dizziness and impaired head repositioning of suspected cervical origin: A pilot study. *Manual Therapy*, 5(3), 151-157.
- Hodges, P.W. (2001). Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Experimental Brain Research*, 14(2), 261-266.
- Holmes, A., Han, Z.H., Dang, G.T., Chen, Z.Q., Wang, Z.G. et Fang, J. (1996). Changes in cervical canal spinal volume during in vitro flexion-extension. *Spine*, 21(11), 1313-1319.

- Huskisson, E.C. (1983). Visual analogue scales in pain measurement and assessment. *Raven Press*, New York, 33-34.
- Jackson, B.L., Harrison, D.D., Robertson, G.A. et Barker, W.F. (1993). Chiropractic Biophysics Lateral Cervical Film Analysis Reliability. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 16(6), 384-391.
- Jull, G. (2000). Deep cervical muscle dysfunction in whiplash. *Journal of Musculoskeletal Pain*, 8((1/2)), 143-154.
- Jull, G., Kristjansson, E. et Dall'Alba, P. (2004). Impairment in the cervical flexors: a comparison of whiplash and insidious onset neck pain patients. *Manual Therapy*, 9(2), 89-94.
- Kaneoka, K., Ono, K., Inami, S. et Hayashi, K. (1999). Motion analysis of cervical vertebrae during whiplash loading. *Spine*, 24(15), 763-770.
- Lepège, A., Ecosse, E., Verdier, A. et Perneger, T.V. (1998). The French SF-36 Health Survey: Translation, cultural adaptation and preliminary psychometric evaluation. *Journal of Clinical Epidemiology*, 51(11), 1013-1023.
- Love, A., LeBoeuf, C. et Crisp, T. (1989). Chiropractic chronic low back pain sufferers and self-report assessment methods. Part 1: A reliability study of the visual analogue scale, the pain drawing and the McGill Pain Questionnaire. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 12(2), 21-25.
- Lowery, G. (1996). Three-dimensional screw divergence and sagittal balance: A personal philosophy relative to cervical biomechanics. *Spine: State of the Art Reviews*, 10, 343-356.
- Marshall, D.L. et Tuchin, P.J. (1996). Correlation of cervical lordosis measurement with incidence of motor vehicle accidents. *Journal of Australian Chiropractic and Osteopathy*, 5, 79-85.
- Matsunaga, S., Onishi, T. et Sakou, T. (2001). Significance of occipitoaxial angle in subaxial lesion after occipitocervical fusion. *Spine*, 26(2), 161-165.
- Mayou, R. et Bryant, B. (1996). Outcome of 'whiplash' neck injury. *Injury*, 27(9), 617-623.
- Nederhand, M.J., Ijzerman, M.J. et Hermens, H.J. (2000). Cervical muscle dysfunction in the chronic whiplash disorder grade II (WAD-II). *Spine*, 25(15), 1938-1943.
- Nederhand, M.J., Hermens, H.J., Ijzerman, M.J., Groothuis, K.G. et Turk, D.C. (2006). The effect of fear of movement on muscle activation in posttraumatic neck pain disability. *Clinical Journal of Pain*, 22(6), 519-525.
- Newell, K.M. et Carlton, L.G. (1988). Force variability in isometric responses. *Journal of Experimental Psychological Human Perception and Performance*, 14(1), 37-44.
- Sarig-Bahat, H. (2003). Evidence for exercise therapy in mechanical neck disorders. *Manual Therapy*, 8(1), 10-20.
- Spitzer, W.O., Skovron, M.L., Salmi, L.R., Cassidy, J.D., Duranceau, J., Suissa, S. et Zeiss, E. (1995). Scientific monograph of the Quebec task force on whiplash associated disorders: Redefining whiplash and its management. *Spine*, 20(8S), 1S-73S.

- Sterling, M., Treleaven, J., Edwards, S. et Jull, G. (2002). Pressure pain thresholds in chronic whiplash associated disorder: Further evidence of altered central pain processing. *Journal of Musculoskeletal Pain*, 10, 69-81.
- Sterling, M., Jull, G., Vicenzino, B., Kenardy, J. et Darnell, R. (2003). Development of motor system dysfunction following whiplash injury. *Pain*, 103(1-2), 65-73.
- Sterling, M. (2004). A proposed new classification system for whiplash associated disorders--implications for assessment and management. *Manual Therapy*, 9(2), 60-70.
- Tjell, C. et Rosenhall, U. (1998). Smooth pursuit neck torsion test: A specific test for WAD. *American Journal of Otology*, 19(1), 76-81.
- Treleaven, J., Jull, G. et Sterling, M. (2003). Dizziness and unsteadiness following whiplash injury: Characteristic features and relationship with cervical joint position error. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 35, 36-43.
- Treleaven, J., Jull, G. et Lowchoy, N. (2006). The relationship of cervical joint position error to balance and eye movement disturbances in persistent whiplash. *Manual Therapy*, 11(2), 99-106.
- Verhagen, A., Scholten-Peeters, G., Van Wijngaarden, S., de Bie, R. et Bierma-Zeinstra, S. (2007). Conservative treatments for whiplash *Cochrane Database of Systematic Reviews*, Cochrane AN: CD003338.
- Vernon, H. et Mior, S. (1991). The Neck Disability Index: A study of reliability and validity. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 14(7), 409-415.
- Watson, D.H. et Trott, P.H. (1993). Cervical headache: An investigation of natural head posture and upper cervical flexor muscle performance. *Cephalalgia: An International Journal of Headache*, 13(4), 272-284.
- Woodward, M.N., Cook, J.C., Gargan, M.F. et Bannister, G.C. (1996). Chiropractic treatment of chronic 'whiplash' injuries. *Injury*, 27(9), 643-645.